



Europäisches
Patentamt

European
Patent Office

PCT / IB 04 / 01061

Office européen
des brevets 02 APR 2004

MAILED 19 APR 2004

WIPO PCT

Bescheinigung

Certificate

Attestation

Die angehefteten Unterlagen stimmen mit der ursprünglich eingereichten Fassung der auf dem nächsten Blatt bezeichneten europäischen Patentanmeldung überein.

The attached documents are exact copies of the European patent application described on the following page, as originally filed.

Les documents fixés à cette attestation sont conformes à la version initialement déposée de la demande de brevet européen spécifiée à la page suivante.

Patentanmeldung Nr. Patent application No. Demande de brevet n°

03100975.6

PRIORITY DOCUMENT

SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

Der Präsident des Europäischen Patentamts;
Im Auftrag

For the President of the European Patent Office

Le Président de l'Office européen des brevets
p.o.

R C van Dijk

BEST AVAILABLE COPY



Anmeldung Nr:
Application no.: 03100975.6
Demande no:

Anmeldetag:
Date of filing: 10.04.03
Date de dépôt:

Anmelder/Applicant(s)/Demandeur(s):

Philips Intellectual Property & Standards
GmbH
Steindamm 94
20099 Hamburg
ALLEMAGNE
Koninklijke Philips Electronics N.V.
Groenewoudseweg 1
5621 BA Eindhoven
PAYS-BAS

Bezeichnung der Erfindung/Title of the invention/Titre de l'invention:
(Falls die Bezeichnung der Erfindung nicht angegeben ist, siehe Beschreibung.
If no title is shown please refer to the description.
Si aucun titre n'est indiqué se referer à la description.)

Computertomographie-Verfahren für ein sich periodisch bewegendes Objekt

In Anspruch genommene Priorität(en) / Priority(ies) claimed /Priorité(s)
revendiquée(s)
Staat/Tag/Aktenzeichen/State/Date/File no./Pays/Date/Numéro de dépôt:

Internationale Patentklassifikation/International Patent Classification/
Classification internationale des brevets:

A61B6/03

Am Anmeldetag benannte Vertragsstaaten/Contracting states designated at date of
filing/Etats contractants désignées lors du dépôt:

AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HU IE IT LU MC NL
PT SE SI SK TR LI RO

BESCHREIBUNG

Computertomographie- Verfahren für ein sich periodisch bewegendes Objekt

Die Erfindung betrifft ein Computertomographie- Verfahren, bei dem ein sich in einem Untersuchungsbereich befindliches, periodisch bewegendes Objekt, insbesondere ein
5 Körperorgan, von einem kegelförmigen Strahlenbündel durchstrahlt wird. Die Erfindung bezieht sich außerdem auf einen Computertomographen zur Durchführung des Verfahrens sowie auf ein Computerprogramm zur Steuerung des Computertomographen.

Im Rahmen dieser Erfindung bezeichnet der Ausdruck „periodische Bewegung“ Bewegungen,
10 bei denen eine Reihe an Objektzuständen während einer Messung immer in der gleichen Reihenfolge wiederholt von dem Objekt eingenommen wird. Ein Objektzustand kann dabei bspw. durch die Position des Objektes im Untersuchungsbereich und die Form des Objektes oder durch ein bestimmtes Messsignal, das dem Objektzustand zugeordnet ist, definiert sein. Dieses Messsignal kann z.B. das Signal eines Elektrokardiographen sein, wenn das sich
15 bewegende Objekt ein Herz ist. Liefert ein Elektrokardiograph zu unterschiedlichen Zeitpunkten gleiche Messsignale, so wird angenommen, dass die Objektzustände zu diesen Zeitpunkten gleich sind. Mit dem Begriff „periodische Bewegungen“ sind im Rahmen der Erfindung aber auch Bewegungen gemeint, die man als „quasi-periodisch“ bezeichnen könnte und bei denen Objektzustände, die wiederholt vom Objekt eingenommen werden, nicht exakt
20 gleich sondern im wesentlichen gleich sind. Das gleiche gilt für die Zeitdauer zwischen zwei im wesentlichen gleichen, sich wiederholenden Objektzuständen, die nur im wesentlichen während der Messung konstant sein muss, um die entsprechende Bewegung im Rahmen dieser Erfindung als „periodisch“ bezeichnen zu können. „Im wesentlichen gleich“ sind unterschiedliche Periodenzeitdauern, wenn deren zeitliche Differenz im Vergleich zu den
25 Periodenzeitdauern für den jeweiligen Anwendungsfall gering ist. Dem entsprechend sind zwei Objektzustände im wesentlichen gleich, wenn deren Unterschied klein ist im Vergleich zu den Unterschieden, die das Objekt innerhalb einer gesamten Periode durchläuft. Als „quasi-

periodisch“ und damit auch als „periodisch“ können daher bspw. Bewegungen von pulsierenden technischen oder biologischen Objekten, wie Körperorganen oder Adern, bezeichnet werden. Außerdem fallen unter den Begriff „periodische Bewegung“ gedämpfte Schwingungen oder Bewegungen, bei denen das Objekt nur einige, also nicht alle, Zustände
5 wiederholt in im wesentlichen gleichen Zeitabständen einnimmt.

In bekannten Verfahren der eingangs genannten Art wird der räumliche Verlauf der Absorption bzw. der Schwächung der Strahlung in dem sich periodisch bewegendem Objekt aus Messwerten, die mit einer Detektoreinheit akquiriert werden, rekonstruiert. Dabei führt die
10 Bewegung des Objekts dazu, dass die Messwerte Informationen aus unterschiedlichen Objektzuständen enthalten, was zu Bewegungsartefakten im rekonstruierten Datensatz führt.

Daher werden in bekannten Verfahren zur Rekonstruktion nur Messwerte verwendet, die in Zeitbereichen akquiriert worden sind, in denen sich das Objekt relativ wenig bewegt hat, d.h.,
15 in denen sich die Objektzustände nur wenig verändern. In einem dieser Verfahren werden die Strahlen zur Reduzierung des Rechenaufwands zunächst parallel umgruppiert (engl.: parallel rebinning). Beim parallelen Umgruppieren wird das kegelförmige Strahlenbündel für jede Strahlenquellenposition auf der Trajektorie in Strahlenfächer eingeteilt, deren Strahlen jeweils in einer Ebene liegen, die parallel zu der zentralen Achse der kreisförmigen oder helixförmigen
20 Trajektorie verläuft. Diese Strahlenfächer werden nun so in Gruppen eingeteilt, dass jede Gruppe nur zueinander parallele Strahlenfächer enthält. Die Strahlenfächer einer Gruppe werden als Projektion bezeichnet. Jeder Projektion wird ein Zeitpunkt zugeordnet, der gleich dem Zeitpunkt ist, zu der die Messwerte, die dem mittleren Strahlenfächer der Projektion entsprechen, akquiriert worden sind. Es wird angenommen, dass alle Messwerte einer
25 Projektion zu diesem Zeitpunkt akquiriert worden sind.

Bei der Rekonstruktion der Absorptionsverteilung aus den umgruppierten Strahlen bzw. Messwerten werden nur Projektionen verwendet, die während vorgegebener Zeitbereiche, in denen die Bewegung des Objektes relativ gering ist, akquiriert worden sind. Da der Zeitpunkt

einer Projektion außer für den mittleren Strahlenfächer nicht mit der wirklichen Akquisitionszeit eines Messwertes dieser Projektion übereinstimmt, werden häufig Messwerte für die Rekonstruktion verwendet, deren Strahlen zwar das Objekt treffen, die aber zu Zeitpunkten akquiriert worden sind, die außerhalb der vorgegebenen Zeitbereiche liegen. Dies führt zu

5 Bewegungsartefakten, die mit größerem Abstand des Objektes von dem mittleren Strahlenfächer zunehmen.

Es ist Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein Verfahren anzugeben, bei dem diese Bewegungsartefakte weniger ausgeprägt sind. Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch

10 ein Computertomographie-Verfahren mit den Schritten

- Erzeugen eines kegelförmigen, einen Untersuchungsbereich (13) und ein sich periodisch bewegendes Objekt, das sich im Untersuchungsbereich (13) befindet, durchsetzenden Strahlenbündels (4) mit einer Strahlenquelle (S),
- 15
- Erzeugen einer Relativbewegung zwischen der Strahlenquelle (S) einerseits und dem im Untersuchungsbereich (13) befindlichen Objekt andererseits, wobei eine Trajektorie, entlang der die Strahlenquelle relativ zum Objekt fortschreitet, auf einer imaginären, das Objekt umschließenden Zylinderoberfläche verläuft,
- 20
- Akquisition von Messwerten, die von der Intensität in dem Strahlenbündel (4) jenseits des Objektes abhängen, mit einer Detektoreinheit (16), während der Relativbewegung,
- 25
- Erfassen der periodischen Bewegung des Objektes während der Akquisition,
- 30
- Rekonstruktion einer räumlichen Verteilung der Absorption des sich periodisch bewegendes Objektes aus den Messwerten mit Hilfe der erfassten periodischen Bewegung des Objektes mit den Schritten:

- a) Ermitteln des Raumbereichs im Untersuchungsbereich (13), den das Objekt einnimmt,
- b) Paralleles Umgruppieren der Messwerte zu einer Anzahl an Gruppen, wobei die den Messwerten jeder Gruppe entsprechenden Strahlen Strahlenfächer (41...45) bilden,
5 die in zueinander und zur Rotationsachse parallelen Ebenen liegen,
- c) Ermitteln eines Messwertes für jede Gruppe, dessen Strahl den Raumbereich, den das Objekt einnimmt, durchstrahlt, und Zuordnen des Zeitpunktes, an dem dieser Messwert akquiriert worden ist, zu der jeweiligen Gruppe,
10
- d) Ermitteln derjenigen Gruppen, deren im Schritt c) zugeordneten Zeitpunkte in periodischen, vorgegebenen Zeitbereichen (H_1) liegen,
- e) Rekonstruktion der Absorptionsverteilung im Objekt aus den Messwerten, die zu den
15 im Schritt d) ermittelten Gruppen gehören.

Im Gegensatz zu bekannten Verfahren wird bei der Erfindung für jede Gruppe bzw. Projektion ein Messwert ermittelt, dessen Strahl das Objekt durchstrahlt, und der Zeitpunkt, an dem dieser Messwert akquiriert worden ist, wird der Projektion zugeordnet. Dies führt
20 dazu, dass die zeitlichen Abstände zwischen dem Zeitpunkt, der einer Projektion zugeordnet worden ist, und den Akquisitionszeitpunkten derjenigen Messwerte dieser Projektion, die das Objekt durchstrahlen, geringer ist als in bekannten Verfahren. Dies reduziert die fehlerhafte Verwendung von Messwerten, die außerhalb der vorgegebenen Zeitbereiche liegen. Da die Zeitbereiche in der Regel so gewählt werden, dass sie mit relativ bewegungsarmen Phasen der
25 Objektbewegung korrelieren, werden Bewegungsartefakte verringert.

Der Anspruch 2 beschreibt eine Ausgestaltung, bei der der Raumbereich, den das Objekt im Untersuchungsbereich einnimmt, mit einem geringen Rechenaufwand durch Rekonstruktion und Segmentierung des Objektes ermittelt wird.

Im Anspruch 3 wird der Messwert jeder Gruppe ermittelt, dessen Strahl durch das geometrische Zentrum des Objektes verläuft. Der Zeitpunkt, an dem dieser Messwert akquiriert worden ist, wird der jeweiligen Gruppe zugeordnet. Dies führt zu einer weiteren Reduzierung der fehlerhaften Verwendung von Messwerten, die außerhalb des vorgebbaren Zeitbereichs
5 liegen, was die Bewegungsartefakte weiter reduziert.

Anspruch 4 zeigt eine Ausgestaltung, bei der das sich periodisch bewegende Objekt ein Herz ist und bei der rekonstruierte Bilder von guter Qualität unter anderem mit Hilfe eines Elektrokardiographen erzeugt werden können.
10

Die vorgebbaren Zeitbereiche sind im Anspruch 5 so gewählt, dass sich das Objekt in diesen Zeitbereichen weniger bewegt als in anderen Zeitbereichen, was zu einer weiteren Reduzierung der Bewegungsartefakte in den rekonstruierten Bildern führt.

15 Anspruch 6 definiert eine Ausgestaltung, bei der die Rekonstruktion mit einer gefilterten Rückprojektion durchgeführt wird, was zu einer guten Bildqualität des rekonstruierten Objektes bei einem geringen Rechenaufwand führt.

Im Anspruch 7 bewegt sich die Strahlenquelle relativ zum Untersuchungsbereich auf einer
20 helixförmigen oder kreisförmigen Trajektorie, was zu Rekonstruktionsergebnissen mit guter Bildqualität führt.

Ein Computertomograph zur Durchführung des Verfahrens ist in Anspruch 8 beschrieben.

25 Anspruch 9 definiert ein Computerprogramm zur Steuerung eines Computertomographen nach Anspruch 8.

Die Erfindung wird im Folgenden anhand der Zeichnungen näher erläutert. Es zeigen:

30 Fig. 1 einen Computertomographen, mit dem das erfindungsgemäße Verfahren ausführbar ist,

Fig. 2 ein Ablaufdiagramm des erfindungsgemäßen Verfahrens,

Fig. 3 ein Strahlenbündel aus parallel umgruppierten Strahlenfächern,

5

Fig. 4 ein Ablaufdiagramm für eine Rückprojektion,

Fig. 5 ein Elektrokardiogramm,

10 Fig. 6 ein Ablaufdiagramm für eine weitere Rückprojektion,

Fig. 7 die Abhängigkeit eines α -Faktors von der Zeit und

Fig. 8 die Abhängigkeit eines β -Faktors von der Zeit.

15

Der in Fig. 1 dargestellte Computertomograph umfasst eine Gantry 1, die um eine parallel zur z-Richtung des in Fig. 1 dargestellten Koordinatensystems verlaufende Rotationsachse 14 rotieren kann. Dazu wird die Gantry 1 von einem Motor 2 mit einer vorzugsweise konstanten, aber einstellbaren Winkelgeschwindigkeit angetrieben. An der Gantry 1 ist eine Strahlenquelle 20 S befestigt, beispielsweise ein Röntgenstrahler. Dieser ist mit einer Kollimatoranordnung 3 versehen, die aus der von der Strahlenquelle S erzeugten Strahlung ein kegelförmiges Strahlenbündel 4 ausblendet, d.h. ein Strahlenbündel, das sowohl in z-Richtung als auch in einer dazu senkrechten Richtung (d.h. in einer zur Rotationsachse senkrechten Ebene) eine von Null verschiedene, endliche Ausdehnung hat.

25

Das Strahlenbündel 4 durchdringt einen zylinderförmigen Untersuchungsbereich 13, in dem sich ein periodisch bewegendes Objekt (nicht dargestellt) befindet. Dieses Objekt ist in diesem Ausführungsbeispiel ein pulsierendes Herz, das Eigenbewegungen durchführt und unter Umständen zusätzlich durch Atembewegungen des Patienten hin und her bewegt wird. In

anderen Ausführungsformen könnten auch andere sich periodisch bewegende Körperorgane, wie die Leber oder das Gehirn, sich periodisch bewegende Teile von Körperorganen oder sich periodisch bewegende technische Objekte durchstrahlt werden.

- 5 Nach dem Durchsetzen des Untersuchungsbereichs 13 trifft das Strahlenbündel 4 auf eine an der Gantry 1 befestigte Detektoreinheit 16 mit einer Detektorfläche, die eine Vielzahl von Detektorelementen umfasst, die in dieser Ausführungsform in Zeilen und Spalten matrixförmig angeordnet sind. Die Detektorspalten verlaufen vorzugsweise parallel zur Rotationsachse 14. Die Detektorzeilen befinden sich in zur Rotationsachse senkrechten Ebenen, in dieser Aus-
- 10 führungform auf einem Kreisbogen um die Strahlenquelle S (fokus-zentrierter Detektor). In anderen Ausführungsformen können sie aber auch anders geformt sein, z. B. einen Kreisbogen um die Rotationsachse 14 beschreiben oder geradlinig sein. Jedes von dem Strahlenbündel 4 getroffene Detektorelement liefert in jeder Position der Strahlenquelle einen Messwert für einen Strahl aus dem Strahlenbündel 4.
- 15
- Der mit α_{\max} bezeichnete Öffnungswinkel des Strahlenbündels 4 bestimmt den Durchmesser des Objektzylinders, innerhalb dessen sich das zu untersuchende Objekt bei der Akquisition der Messwerte befindet. Dabei ist der Öffnungswinkel als der Winkel definiert, den ein Strahl, der in einer zur Rotationsachse 14 senkrechten Ebene am Rande des Strahlenbündels 4 liegt,
- 20 mit einer durch die Strahlenquelle S und die Rotationsachse 14 definierten Ebene einschließt. Der Untersuchungsbereich 13 bzw. das Objekt oder der Patientenlagerungstisch können mittels eines Motors 5 parallel zur Rotationsachse 14 bzw. zur z-Achse verschoben werden. Dazu äquivalent könnte aber auch die Gantry in diese Richtung verschoben werden. Wenn es sich um ein technisches Objekt handelt und nicht um einen Patienten, kann das Objekt bei
- 25 einer Untersuchung gedreht werden, während die Strahlenquelle S und die Detektoreinheit 16 still stehen.

Mit Hilfe der Motoren 2 und 5 können die Strahlenquelle S und die Detektoreinheit 16 eine Trajektorie relativ zum Untersuchungsbereich 13 beschreiben, die auf einer imaginären

Zylinderoberfläche verläuft. Diese Trajektorie kann bspw. helixförmig verlaufen, wenn beide Motoren im Betrieb sind. Wenn dagegen der Motor 5 für den Vorschub in Richtung der Rotationsachse 14 stillsteht und der Motor 2 die Gantry rotieren lässt, ergibt sich eine kreisförmige Trajektorie für die Strahlenquelle S und die Detektoreinheit 16 relativ zum Untersuchungsbereich 13. In diesem Ausführungsbeispiel wird nur die helixförmige Trajektorie betrachtet.

Während der Akquisition der Messwerte wird in bekannter Weise die Herzbewegung mittels eines Elektrokardiographen 8 aufgezeichnet. Dazu ist der Brustbereich eines Patienten über Elektroden (nicht dargestellt) mit dem Elektrokardiographen 8 verbunden. In anderen Ausführungsformen, insbesondere bei anderen beweglichen Objekten, kann die Bewegung des Objektes auf andere Arten verfolgt werden. So könnte bspw. die Bewegungsinformation aus den mit der Detektoreinheit 16 gemessenen Werten selbst gewonnen werden, so dass ein Erfassen der Bewegung mit einer zusätzlichen Einrichtung, wie einem Elektrokardiographen, entfallen könnte. Dazu wird aus den Messwerten zunächst ein Kymogramm erstellt, aus dem in bekannter Weise die Bewegung abgeleitet werden kann. Eine ausführliche Beschreibung dieses Verfahrens ist in "Kymogram detection and kymogram-correlated image reconstruction from subsecond spiral computed tomography scans of the heart," M. Kachelrieß, D. A. Sennst, W. Maxlmoser, W.A. Kalender., Medical Physics 29(7): 1489-1503, 2002, zu finden, worauf hiermit verwiesen wird.

In diesem Ausführungsbeispiel wird angenommen, dass der Patient während der Messung nicht atmet. Die Atembewegung kann also vernachlässigt werden. In anderen Ausführungsformen könnte die Atembewegung bspw. mit einem verformbaren Bauchgurt, der mit einer Atembewegungsmesseinrichtung verbunden ist, gemessen werden.

Die von der Detektoreinheit 16 akquirierten Messwerte werden einem Rekonstruktions- und Bildverarbeitungsrechner 10 zugeführt, der mit der Detektoreinheit 16 z. B. über eine kontaktlos arbeitende Datenübertragung (nicht dargestellt) verbunden ist. Außerdem wird das

Elektrokardiogramm von dem Elektrokardiographen 8 auf den Rekonstruktions- und Bildverarbeitungsrechner 10 übertragen. Der Rekonstruktions- und Bildverarbeitungsrechner 10 rekonstruiert die Absorptionsverteilung im Untersuchungsbereich 13 und gibt sie, beispielsweise auf einem Monitor 11, wieder. Die beiden Motoren 2 und 5, der Rekonstruktions- und Bildverarbeitungsrechner 10, die Strahlenquelle S, der Elektrokardiograph 8 und der Transfer der Messwerte von der Detektoreinheit 16 zum Rekonstruktions- und Bildverarbeitungsrechner 10 werden von der Steuereinheit 7 gesteuert. Außerdem steuert die Steuereinheit 7 die Übertragung des Elektrokardiogramms vom Elektrokardiographen 8 zum Rekonstruktions- und Bildverarbeitungsrechner 10.

10

In anderen Ausführungsformen können die akquirierten Messwerte und die gemessenen Elektrokardiogramme zur Rekonstruktion zunächst einem oder mehreren Rekonstruktionsrechnern zugeführt werden, die die rekonstruierten Daten z.B. über ein Glasfaserkabel an den Bildverarbeitungsrechner weiterleiten.

15

Fig. 2 zeigt den Ablauf eines Mess- und Rekonstruktionsverfahrens, das mit dem Computertomographen nach Fig. 1 durchgeführt werden kann.

Nach der Initialisierung im Schritt 101 rotiert die Gantry mit einer Winkelgeschwindigkeit, die in diesem Ausführungsbeispiel konstant ist. Sie kann aber auch variieren, z.B. in Abhängigkeit von der Zeit oder von der Strahlenquellenposition.

Im Schritt 103 wird der Untersuchungsbereich bzw. das Objekt oder der Patientenlagerungstisch parallel zur Rotationsachse verschoben und die Strahlung der Strahlenquelle S wird eingeschaltet, so dass die Detektoreinheit 16 die Strahlung aus einer Vielzahl von Winkelpositionen erfassen kann. Gleichzeitig oder auch schon vor dem Einschalten der Strahlenquelle S wird der Elektrokardiograph 8 aktiviert, so dass zeitgleich ein Elektrokardiogramm gemessen wird.

Im Folgenden wird der Raumbereich im Untersuchungsbereich bestimmt, in dem sich das Herz befindet. Dazu wird die Absorptionsverteilung im Untersuchungsbereich ohne Berücksichtigung des Elektrokardiogramms zunächst mit einer geringen Auflösung aus den Messwerten rekonstruiert. Eine geringe Auflösung liegt bspw. vor, wenn ein Volumen von
5 $20 \times 20 \times 20 \text{ cm}^3$ durch 64^3 Voxel dargestellt wird.

Zur Rekonstruktion werden im Schritt 105 die Messwerte parallel umgruppiert. Durch das parallele Umgruppieren werden die Messwerte so umsortiert und uminterpoliert, als wären sie mit einer anderen Strahlenquelle (einer ausgedehnten, auf einem Teil einer Helix angeordneten
10 Strahlenquelle, die jeweils zueinander parallele Strahlenfächer emittieren kann) und mit einem anderen Detektor (einem ebenen, rechteckigen und die Rotationsachse 14 enthaltenen „virtuellen Detektor“) gemessen worden.

Dies wird anhand von Fig. 3 näher erläutert. Mit 17 ist dabei die helixförmige Trajektorie
15 bezeichnet, von der aus die Strahlenquelle den Untersuchungsbereich durchstrahlt. Ein fächerförmiges Strahlenbündel 43, dessen Strahlen in einer die Rotationsachse 14 enthaltenen Ebene verlaufen, geht von der Strahlenquellenposition S_0 aus. Man kann sich das kegel-förmige Strahlenbündel, das von der Strahlenquelle in der Position S_0 emittiert wird, aus einer Vielzahl von ebenen Strahlenfächern zusammengesetzt denken, die sich in zur Rotationsachse
20 14 parallelen Ebenen befinden und sich in der Strahlenquellenposition S_0 schneiden. Fig. 3 zeigt von diesen Strahlenfächern nur einen einzigen, nämlich den Strahlenfächer 43.

Außerdem sind in Fig. 3 noch weitere Strahlenfächer 41, 42 und 44, 45 dargestellt, die parallel zu dem Strahlenfächer 43 sind und in zueinander und zur Rotationsachse 14 parallelen
25 Ebenen liegen. Die zugehörigen Strahlenquellenpositionen S_{-2} , S_{-1} und S_1 , S_2 werden von der Strahlenquelle S eingenommen, bevor bzw. nachdem sie die Strahlenquellenposition S_0 erreicht hat.

Die Strahlenfächer 41 bis 45 bilden eine Gruppe und definieren ein Strahlenbündel 70 mit einer zeltartigen Form. Eine Gruppe von Strahlenfächern wird Projektion genannt. Für jede Projektion wird nun ein rechteckiger, virtueller Detektor 160 definiert, der in einer Ebene liegt, die die Rotationsachse 14 enthält und senkrecht zu den parallelen Strahlenfächern einer

5 Projektion orientiert ist. Die Eckpunkte des virtuellen Detektors 160 sind die Durchstoßpunkte der Strahlen, die von den äußeren Strahlenquellenpositionen auf den gegenüberliegenden Helixabschnitt treffen, durch diese Ebene. Für das Strahlenbündel 70 in Fig. 3 sind S_{-2} und S_2 die äußeren Strahlenquellenpositionen. Auf dem rechteckigen Detektor 160 werden kartesisch angeordnete Detektorelemente definiert, also Zeilen und Spalten, auf die die

10 Messwerte uminterpoliert werden.

Anschließend werden im Schritt 107 die den einzelnen Strahlen zugeordneten Messwerte mit einem Wichtungsfaktor multipliziert, der dem Kosinus des Kegelwinkels des jeweiligen Strahles entspricht. Der Kegelwinkel eines Strahles ist der Winkel, den dieser Strahl mit einer

15 Ebene, die senkrecht zur Rotationsachse 14 orientiert ist, einschließt. Wenn der genannte Winkel klein ist, so ist der Kosinus des Winkels im wesentlichen gleich 1, so dass der Schritt 107 entfallen kann.

Im Schritt 109 wird auf die Messwerte eine eindimensionale Filterung mit einem rampenförmig

20 mit der Raumfrequenz ansteigenden Übertragungsfaktor angewandt. Dazu werden jeweils aufeinander folgende Werte in Richtung senkrecht zur Rotationsachse 14, also entlang einer Zeile des virtuellen Detektors 160, herangezogen. Diese Filterung wird entlang jeder Zeile des virtuellen Detektors für alle Gruppen an Strahlenfächern durchgeführt.

25 In anderen Ausführungsformen könnte auf das parallele Umgruppieren verzichtet werden. Dann ist bekanntlich, da die Detektoreinheit z.B. bogenförmig um die Strahlenquelle oder um die Rotationsachse gekrümmt ist, die Filterung zu modifizieren.

Die gefilterten Messwerte werden anschließend im Schritt 111 zur Rekonstruktion der Absorptionsverteilung im Untersuchungsbereich durch eine Rückprojektion herangezogen. Die einzelnen Schritte der Rückprojektion sind in Fig. 4 dargestellt.

- 5 Im Schritt 201 wird ein Voxel $V(x)$ innerhalb eines vorgebbaren Bereiches (field of view – FOV) bestimmt. Da mit einer geringen Auflösung rekonstruiert werden soll, kann die Menge an Voxeln bspw. 64^3 und das FOV $20 \times 20 \times 20 \text{ cm}^3$ betragen. Dann wird im Schritt 203 eine Projektion, also eine Gruppe an Strahlenfächern ausgewählt, die noch nicht zur Rekonstruktion des Voxels $V(x)$ herangezogen worden ist. Verläuft kein Strahl der Projektion
- 10 mittig durch den Voxel $V(x)$, so wird ermittelt, an welcher Stelle ein mittiger Strahl auf die Detektorfläche getroffen wäre. Der dazugehörige Messwert wird dann durch Interpolation der Messwerte von benachbarten Strahlen berechnet. Der Messwert, der dem den Voxel passierenden Strahl der Projektion zugeordnet werden kann, bzw. der entsprechende durch Interpolation gewonnene Messwert, wird im Schritt 205 auf den Voxel $V(x)$ akkumuliert. Im
- 15 Schritt 207 wird geprüft, ob alle Projektionen betrachtet worden sind. Ist dies nicht der Fall, so verzweigt das Ablaufdiagramm zum Schritt 203. Ansonsten wird im Schritt 209 geprüft, ob alle Voxel $V(x)$ im FOV durchlaufen sind. Ist dies nicht der Fall, so wird mit Schritt 201 fortgefahren. Wenn dagegen alle Voxel $V(x)$ im FOV durchlaufen worden sind, so ist die Absorption im gesamten FOV ermittelt, und dieses Rekonstruktionsverfahren ist beendet.

20

Um den Raumbereich im Untersuchungsbereich zu bestimmen, in dem sich das Herz befindet, wird im folgenden Schritt 113 das Herz im rekonstruierten, dreidimensionalen Datensatz segmentiert.

- 25 Eine einfache Möglichkeit der Segmentierung ist die manuelle Segmentierung. Ein Anwender, z.B. ein Arzt, setzt im dreidimensionalen Datensatz Markierungen auf die Oberfläche des Herzens. Diese Markierungen werden durch Linien verbunden und bilden so ein Netz, dass die Oberfläche des Herzens repräsentiert.

Eine weitere Möglichkeit der Segmentierung besteht in der Benutzung eines deformierbaren Herzmodells, das im Datensatz so verschoben, gedreht und skaliert wird, dass die Korrelation zwischen dem Datensatz und dem Herzmodell maximiert ist. Dieses bekannte Segmentierungsverfahren ist bspw. in „Deformable models in medical image analysis: A survey“, Medical Image Analysis, 1(2):91-108, 1996 erläutert, worauf hiermit verwiesen wird.

Eine andere bekannte Segmentierungsmöglichkeit basiert auf einem Bereichswachstumsprozess (engl.: region growing oder region expansion), bei dem ein Anwender einen sogenannten Saat-Voxel (engl.: seed voxel) in einem zu segmentierenden Objekt, also hier im Herzen, vorgibt. Dann werden Nachbarvoxel des Saat-Voxels mit einem Zugehörigkeitskriterium dahingehend untersucht, ob sie zu dem Herz gehören oder nicht. Dieses Zugehörigkeitskriterium kann bspw. das Enthaltensein in einem Wertebereich der Datenwerte der Voxel sein. Wenn ein Datenwert innerhalb des Wertebereichs liegt, so wird der entsprechende Voxel dem Herz zugeordnet. Im nächsten Schritt werden die Nachbarvoxel der neu dem Herz zugeordneten Voxel mit dem Zugehörigkeitskriterium untersucht und unter Umständen auch dem Herz zugeordnet. Dies Verfahren wird wiederholt, bis keine Nachbarvoxel mehr dem Herzen zugeordnet werden können.

Das segmentierte Herz stellt den Raumbereich dar, den das Herz im Untersuchungsbereich einnimmt.

Diese Bestimmung des Raumbereichs, den das sich periodisch bewegende Objekt im Untersuchungsbereich einnimmt, stellt nur eine Ausführungsform dar. Jedes Verfahren, das die Bestimmung dieses Raumbereichs ermöglicht, ist erfindungsgemäß anwendbar. So könnte der Untersuchungsbereich auch mit Hilfe anderer bekannter Rekonstruktionstechniken rekonstruiert werden, wie der n -PI-Methode, die in „The n -PI-Method for Helical Cone-Beam CT“, R. Proksa, Th. Köhler, M. Grass, J. Timmer, IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 19, 848-863, September 2000, beschrieben ist. Die Rekonstruktion könnte auch mit

- dem Verfahren aus „A General Cone-Beam Reconstruction Algorithm“, G. Wang, T. H. Lin, P. C. Cheng, D. M. Shinozaki, IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 12, 486-496, März 1993 durchgeführt werden. Auch wäre die Anwendung des als ASSR (Advanced Single-Slice Rebinning) bekannten Rekonstruktionsverfahren möglich, das zwar im Vergleich
- 5 zur oben beschriebenen Rekonstruktion zu Bildern schlechterer Qualität führt, dafür aber weniger Rechenaufwand erfordert. Dieses Verfahren ist bspw. in „Advanced Single-Slice Rebinning in Cone-Beam Spiral CT“, M. Kachelrieß, S. Schaller, W. A. Kalender, Medical Physics, Vol. 27, Nr. 4, 754-772, 2000 veröffentlicht. Ein Rekonstruktionsverfahren für eine kreisförmige Trajektorie, entlang der sich die Strahlenquelle relativ zum Objekt bewegt, ist
- 10 bspw. in „3D Cone-Beam CT Rekonstruktion for Circular Trajectories“, M. Grass, Th. Köhler, R. Proksa, Physics in Medicine and Biology, Vol. 45, Nr. 2, 329-347, 2000 dargestellt. Wichtig ist bei der Rekonstruktion zur Ermittlung des Raumbereichs, den das sich bewegende Objekt einnimmt, dass die Auflösung des rekonstruierten, dreidimensionalen Datensatzes so gewählt ist, dass der Rauminhalt bspw. durch bekannte Segmentierungsmetho-
- 15 den bestimmbar ist. Diese Bedingung ist z.B. erfüllt, wenn ein Volumen von $20 \times 20 \times 20 \text{ cm}^3$ durch 64^3 oder mehr Voxel dargestellt wird. Für die Segmentierung ist jede Methode, die ein Objekt in einem dreidimensionalen Datensatz segmentieren kann, erfindungsgemäß anwendbar.
- 20 Nachdem das Herz im dreidimensionalen Datensatz segmentiert worden ist, kann das geometrische Zentrum des Herzens im Schritt 115 durch einfache geometrische Betrachtungen ermittelt werden. Es ist lediglich das geometrische Zentrum eines bekannten dreidimensionalen Objektes zu bestimmen. Das geometrische Zentrum wäre bspw. der Schwerpunkt dieses Objekts, wenn eine räumlich konstante Massendichte des Objekts angenommen würde.
- 25 Im Schritt 117 wird jeder im Schritt 105 ermittelten Projektion ein Zeitpunkt zugeordnet. Dazu wird bestimmt, welcher Strahlenfächer einer Projektion das geometrische Zentrum des Herzens durchstrahlt. Der Zeitpunkt, zu dem die Messwerte, die diesem Strahlenfächer entsprechen, akquiriert worden sind, wird der jeweiligen Projektion zugeordnet.

Wenn in anderen Ausführungsformen bei der Bestimmung des Raumbereichs, den das sich periodisch bewegende Objekt im Untersuchungsbereich einnimmt, kein paralleles Umgruppieren gemäß Schritt 105 durchgeführt worden ist, so muss dies vor dem Schritt 117
5 nachgeholt werden.

Für die Rekonstruktion des sich periodisch bewegenden Objektes unter Berücksichtigung der während der Messung erfassten Bewegung werden im Schritt 119 bestimmte, sich wiederholende Zeitbereiche ausgewählt, wobei das Objekt in jedem Zeitbereich zumindest einen im
10 wesentlichen gleichen Objektzustand eingenommen hat. Der zumindest eine, im wesentlichen gleiche Objektzustand tritt also in jedem Zeitbereich auf. Bevorzugt werden Zeitbereiche gewählt, in denen sich die Objektzustände, die das Objekt während dieser Zeitbereiche eingenommen hat, möglichst wenig voneinander unterscheiden. Zum Beispiel unterscheiden sich zwei Objektzustände wenig voneinander, wenn die Differenz zweier Messsignale, die die
15 jeweiligen Objektzustände charakterisieren, also z.B. beim Herzen die Differenz der Signale des Elektrokardiographen, klein ist im Vergleich zu der Differenz zwischen dem maximalen und minimalen Wert, des während einer Messung detektierten Messsignals. Eine Differenz zwischen zwei Messsignalen ist bspw. klein, wenn sie kleiner ist als 1 %, 2 % oder 5 % der Differenz zwischen dem maximalen und minimalen Wert, des während einer Messung detek-
20 tierten Messsignals. In der weiter unten erläuterten Rekonstruktion werden nur Messwerte herangezogen, die während dieser Zeitbereiche akquiriert worden sind. Beim Herzen ist es sinnvoll, einen Zeitbereich der diastolischen Phase der Herzbewegung zu wählen, da dort die Bewegung des Herzens deutlich geringer ist als in der systolischen Phase. Dies wird anhand Fig. 5 verdeutlicht. Die Periode des Elektrokardiogramms H besteht aus einem relativ
25 bewegungsarmen Bereich H_1 und aus einem bewegungsreicheren Bereich H_2 . In diesem Ausführungsbeispiel wird der Zeitbereich H_1 für die weitere Rekonstruktion ausgewählt, da sich in diesem Bereich die Objektzustände weniger voneinander unterscheiden als in dem Bereich H_2 .

Im Schritt 121 werden diejenigen im Schritt 105 parallel umgruppierten Projektionen ermittelt, die während der Zeitbereiche H_1 akquiriert worden sind. Dies wird wiederum in Fig. 5 verdeutlicht. Den Projektionen P_0 und P_1 sind im Schritt 117 Zeitpunkte t_0 und t_1 zugeordnet worden. Die Zeitpunkte t_0 und t_1 liegen im Zeitbereich H_1 , so dass die Projektionen P_0 und P_1 für die folgende Rekonstruktion verwendet werden. Dagegen werden Projektionen, denen die Zeitpunkte t_2 und t_3 zugeordnet worden sind, nicht berücksichtigt, da die Zeitpunkte t_2 und t_3 im Zeitbereich H_2 liegen.

Wenn in anderen Ausführungsformen während der Bestimmung des Raumbereichs, den das Objekt im Untersuchungsbereich einnimmt, die Messwerte nicht gemäß Schritt 107 mit dem Kosinus des Kegelwinkels des dem jeweiligen Messwert entsprechenden Strahles multipliziert worden sind, so kann dies vor der unten folgenden Rückprojektion nachgeholt werden. Entsprechendes gilt für die Filterung gemäß Schritt 109.

Die Messwerte, der im Schritt 121 ermittelten Projektionen, werden anschließend im Schritt 123 zur Rekonstruktion der Absorptionsverteilung im Herzen durch eine Rückprojektion herangezogen. Die einzelnen Schritte dieser Rekonstruktion sind in Fig. 6 dargestellt.

Dazu wird im Schritt 301 ein Voxel $V(x)$ innerhalb eines vorgebbaren Bereiches (field of view – FOV) bestimmt. Die Menge an Voxeln kann bspw. 512^3 und das FOV $20 \times 20 \times 20 \text{ cm}^3$ betragen. Dann wird im Schritt 303 eine Projektion, also eine Gruppe an Strahlenfächern, aus den im Schritt 121 ermittelten Projektionen ausgewählt, die noch nicht zur Rekonstruktion des Voxels $V(x)$ herangezogen worden ist. Verläuft kein Strahl der Projektion mittig durch den Voxel $V(x)$, so wird ermittelt, an welcher Stelle ein mittiger Strahl auf die Detektorfläche getroffen wäre. Der dazugehörige Messwert wird dann durch Interpolation der Messwerte von benachbarten Strahlen berechnet. Der Messwert, der dem den Voxel passierenden Strahl der Projektion zugeordnet werden kann, bzw. der entsprechende durch Interpolation gewonnene Messwert, wird im Schritt 305 mit einem Wichtungsfaktor

$w_p(x)$ multipliziert. Der tiefgestellte Index bezeichnet hierbei die im Schritt 303 ausgewählte Projektion.

- Zur Bestimmung des Wichtungsfaktors $w_p(x)$ wird folgende Betrachtung angestellt. Während
- 5 der Akquisition ist der Voxel $V(x)$ zu einem bestimmten Zeitpunkt erstmals von dem kegel-
- förmigen Strahlenbündel bestrahlt worden. Dieser Zeitpunkt wird als Sonnenaufgang SR
- (engl.: sunrise) bezeichnet. An einem zweiten Zeitpunkt tritt der Strahl wieder aus dem
- Strahlenbündel aus. Dieser Zeitpunkt wird Sonnenuntergang SS (engl.: sunset) genannt. Der
- im Schritt 303 ausgewählten Projektion wird nun ein Faktor $\alpha_p(x)$ zugeordnet. Dieser
- 10 Faktor ist für Projektionen, deren im Schritt 117 zugeordneter Zeitpunkt relativ nah an SR
- oder SS liegt, kleiner als für Projektionen, deren entsprechender Zeitpunkt nicht relativ nah an
- SR oder SS liegt. Relativ nah kann bspw. bedeuten, dass sich der Zeitpunkt der Projektion in
- einem an SR oder SS angrenzenden Bereich befindet, der 5 %, 10 %, 15 % oder 20 % des
- gesamten Bereichs zwischen SR und SS entspricht. Ein beispielhafter Verlauf des Faktors
- 15 $\alpha_p(x)$ in Abhängigkeit von der Position des Zeitpunktes der Projektion zwischen Sonnenauf-
- und Sonnenuntergang ist in Fig. 5 dargestellt. Dort ist der Zeitbereich zwischen SR und SS in
- drei Abschnitte eingeteilt. Im ersten Abschnitt T_1 , der 10 % des Zeitbereichs zwischen SR und
- SS einnimmt, steigt der Faktor $\alpha_p(x)$ von SR ausgehend bis zu einem Wert α_c an. Im
- folgenden Bereich T_2 ist der Faktor konstant gleich α_c und im dritten Bereich T_3 , der auch 10
- 20 % des Zeitbereichs zwischen SR und SS einnimmt, fällt der Faktor zu SS hin auf null ab.

- Desweiteren wird angenommen, dass die Bewegung des Herzens weniger stark ist zu einem
- Zeitpunkt, der mitten im bewegungsarmen Zeitbereich H_1 liegt, als zu einem Zeitpunkt der
- näher an der Grenze zum bewegungsreichen Zeitbereich H_2 liegt. Daher werden Messwerte
- 25 von Projektionen, deren Zeitpunkte mitten im Bereich H_1 liegen, stärker gewichtet als Mess-
- werte von Projektionen, deren Zeitpunkt näher an der Grenze zum Zeitbereich H_2 liegen. Um
- dies zu berücksichtigen, wird dem Messwert ein zweiter Faktor $\beta_p(x)$ zugeordnet. Der

tiefgestellte Index p bezeichnet hierbei eine Projektion und, da jeder Projektion ein Zeitpunkt
 zugeordnet ist, auch einen Zeitpunkt. Dieser Faktor kann in Abhängigkeit von der Position der
 Zeitpunkte im Zeitbereich H_1 jeden Verlauf haben, der Folgendes gewährleistet: Für Mess-
 werte von Projektionen, deren Zeitpunkte mittig im Zeitbereich H_1 liegen, ist der Faktor
 5 größer als für Messwerte von Projektionen, deren Zeitpunkte sich näher an der Grenze zum
 Bereich H_2 befinden. Ein beispielhafter Verlauf ist in Fig. 8 dargestellt.

Da allen Messwerten, deren Strahlen zu einer Projektion gehören, im Schritt 117 derselbe
 Zeitpunkt zugeordnet worden ist, weisen alle Messwerte einer Projektion für einen Voxel
 10 $V(\mathbf{x})$ den gleichen Wichtungsfaktor $w_p(\mathbf{x})$ auf, der durch folgende Gleichung definiert ist:

$$w_p(\mathbf{x}) = \frac{\alpha_p(\mathbf{x})\beta_p(\mathbf{x})}{\sum \alpha_i(\mathbf{x})\beta_i(\mathbf{x})}. \quad (2)$$

Hierbei bezeichnet $\sum \alpha_i(\mathbf{x})\beta_i(\mathbf{x})$ eine Summe über alle Projektionen, die im Schritt 121
 ermittelt worden und nicht redundant sind.

15

Im Schritt 307 wird der gewichtete Messwert auf den Voxel $V(\mathbf{x})$ akkumuliert. Im Schritt
 309 wird geprüft, ob alle Projektionen betrachtet worden sind. Ist dies nicht der Fall, so
 verzweigt das Ablaufdiagramm zum Schritt 303. Ansonsten wird im Schritt 311 geprüft, ob
 alle Voxel $V(\mathbf{x})$ im FOV durchlaufen sind. Ist dies nicht der Fall, so wird mit Schritt 301
 20 fortgefahren. Wenn dagegen alle Voxel $V(\mathbf{x})$ im FOV durchlaufen worden sind, so ist die
 Absorption im gesamten FOV ermittelt, und das Rekonstruktionsverfahren ist beendet (Schritt
 313).

In anderen Ausführungsformen können der Schritt 123 und die Schritte 301 bis 313 durch
 25 andere bekannte Rekonstruktionsverfahren ersetzt werden, die aus den im Schritt 121
 ermittelten parallelen Projektionen einen dreidimensionalen Datensatz erzeugen.

Des weiteren kann sich die Rekonstruktion in den Schritten 301 bis 313 auf Projektionen beschränken, die nicht redundant sind. Eine Projektion ist bezüglich eines Voxels $V(x)$ redundant, wenn der Strahl der Projektion, der durch diesen Voxel $V(x)$ verläuft, entgegengesetzt orientiert ist zu einem bereits zur Rekonstruktion dieses Voxels verwendeten Strahl
5 einer anderen Projektion.

PATENTANSPRÜCHE

1. Computertomographie-Verfahren mit den Schritten

- Erzeugen eines kegelförmigen, einen Untersuchungsbereich (13) und ein sich periodisch bewegendes Objekt, das sich im Untersuchungsbereich (13) befindet, durchsetzenden Strahlenbündels (4) mit einer Strahlenquelle (S),
- 5 - Erzeugen einer Relativbewegung zwischen der Strahlenquelle (S) einerseits und dem im Untersuchungsbereich (13) befindlichen Objekt andererseits, wobei eine Trajektorie, entlang der die Strahlenquelle relativ zum Objekt fortschreitet, auf einer imaginären, das Objekt umschließenden Zylinderoberfläche verläuft,
- Akquisition von Messwerten, die von der Intensität in dem Strahlenbündel (4) jenseits
10 des Objektes abhängen, mit einer Detektoreinheit (16), während der Relativbewegung,
- Erfassen der periodischen Bewegung des Objektes während der Akquisition,
- Rekonstruktion einer räumlichen Verteilung der Absorption des sich periodisch bewegenden Objektes aus den Messwerten mit Hilfe der erfassten periodischen Bewegung des Objektes mit den Schritten:
- 15 a) Ermitteln des Raumbereichs im Untersuchungsbereich (13), den das Objekt einnimmt,
- b) Paralleles Umgruppieren der Messwerte zu einer Anzahl an Gruppen, wobei die den Messwerten jeder Gruppe entsprechenden Strahlen Strahlenfächer (41...45) bilden, die in zueinander und zur Rotationsachse parallelen Ebenen liegen,
- c) Ermitteln eines Messwertes für jede Gruppe, dessen Strahl den Raumbereich, den das
20 Objekt einnimmt, durchstrahlt, und Zuordnen des Zeitpunktes, an dem dieser Messwert akquiriert worden ist, zu der jeweiligen Gruppe,

- d) Ermitteln derjenigen Gruppen, deren im Schritt c) zugeordneten Zeitpunkte in periodischen, vorgegebenen Zeitbereichen (H_1) liegen,
- e) Rekonstruktion der Absorptionsverteilung im Objekt aus den Messwerten, die zu den im Schritt d) ermittelten Gruppen gehören.

5

- 2. Computertomographie-Verfahren nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
dass das Ermitteln des Raumbereichs, den das Objekt einnimmt, im Schritt a) folgende Schritte aufweist:

- 10 - Rekonstruktion eines dreidimensionalen Datensatzes, der das Objekt enthält, aus den Messwerten mit einer Auflösung, die es ermöglicht, das Objekt in dem dreidimensionalen Datensatz zu segmentieren,
- Segmentierung des Objekts im dreidimensionalen Datensatz, wobei das segmentierte Objekt den Raumbereich darstellt, den das Objekt im Untersuchungsbereich (13)
- 15 einnimmt.

- 3. Computertomographie-Verfahren nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
dass im Schritt c) das geometrische Zentrum des Raumbereichs, den das Objekt im
- 20 Untersuchungsbereich einnimmt, bestimmt wird und für jede Gruppe ein Messwert ermittelt wird, dessen Strahl durch das geometrische Zentrum verläuft, wobei der jeweiligen Gruppe der Zeitpunkt zugeordnet wird, an dem dieser Messwert akquiriert worden ist.

- 25 4. Computertomographie-Verfahren nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
dass das sich periodisch bewegendes Objekt ein Herz ist, wobei die periodischen Zeitbereiche (H_1) mit Hilfe eines Elektrokardiographen (8) vorgegeben werden.

5. Computertomographie-Verfahren nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
dass sich das Objekt in den periodischen, vorgegebenen Zeitbereichen (H_1) weniger bewegt als in anderen Zeitbereichen (H_2).
- 5
6. Computertomographie-Verfahren nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
dass die Rekonstruktion mit Hilfe einer gefilterten Rückprojektion durchgeführt wird.
- 10 7. Computertomographie-Verfahren nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
dass die Relativbewegung zwischen der Strahlenquelle (S) einerseits und dem im Untersuchungsbereich (13) befindlichen Objekt andererseits eine Rotation um eine Rotationsachse (14) umfasst und kreisförmig oder helixförmig verläuft.
- 15
8. Computertomograph, insbesondere zur Durchführung des Verfahrens nach Anspruch 1, mit
- einer Strahlenquelle (S) zum Erzeugen eines einen Untersuchungsbereich (13) und ein darin befindliches, sich periodisch bewegendes Objekt durchsetzenden kegelförmigen Strahlenbündels (4),
 - 20 - einer Antriebsanordnung (2,5), um das im Untersuchungsbereich befindliche Objekt und die Strahlenquelle (S) relativ zueinander um eine Rotationsachse (14) rotieren und sich parallel zur Rotationsachse (14) verschieben zu lassen,
 - einer mit der Strahlenquelle (S) gekoppelten Detektoreinheit (16) zur Akquisition von
 - 25 Messwerten,
 - einer Bewegungserfassungseinrichtung (8), insbesondere einem Elektrokardiographen, zum Erfassen der periodischen Bewegung des Objektes während der Akquisition,
 - mindestens einem Rekonstruktions- und Bildverarbeitungsrechner (10) zur Rekonstruktion der räumlichen Verteilung der Absorption innerhalb der
 - 30 Untersuchungsbereichs (13) aus den von der Detektoreinheit akquirierten Messwerten

mit Hilfe der von der Bewegungserfassungseinrichtung (8) erfassten periodischen Bewegung des Objekts,

- einer Steuereinheit (7) zur Steuerung der Strahlenquelle (S), der Antriebsanordnung (2,5), der Detektoreinheit (16), der Bewegungserfassungseinrichtung (8) und des
- 5 mindestens einen Rekonstruktions- und Bildverarbeitungsrechners (10) entsprechend den folgenden Schritten:
- Erzeugen eines kegelförmigen, einen Untersuchungsbereich (13) und ein sich periodisch bewegendes Objekt, das sich im Untersuchungsbereich (13) befindet, durchsetzenden Strahlenbündels (4) mit einer Strahlenquelle (S),
- 10 - Erzeugen einer Relativbewegung zwischen der Strahlenquelle (S) einerseits und dem im Untersuchungsbereich (13) befindlichen Objekt andererseits, wobei eine Trajektorie, entlang der die Strahlenquelle relativ zum Objekt fortschreitet, auf einer imaginären, das Objekt umschließenden Zylinderoberfläche verläuft,
- Akquisition von Messwerten, die von der Intensität in dem Strahlenbündel (4) jenseits
- 15 des Objektes abhängen, mit einer Detektoreinheit (16), während der Relativbewegung,
- Erfassen der periodischen Bewegung des Objektes während der Akquisition,
- Rekonstruktion einer räumlichen Verteilung der Absorption des sich periodisch bewegendes Objektes aus den Messwerten mit Hilfe der erfassten periodischen Bewegung des Objektes mit den Schritten:
- 20 a) Ermitteln des Raumbereichs im Untersuchungsbereich (13), den das Objekt einnimmt,
- b) Paralleles Umgruppieren der Messwerte zu einer Anzahl an Gruppen, wobei die den Messwerten jeder Gruppe entsprechenden Strahlen Strahlenfächer (41...45) bilden, die in zueinander und zur Rotationsachse parallelen Ebenen liegen,
- c) Ermitteln eines Messwertes für jede Gruppe, dessen Strahl den Raumbereich, den das
- 25 Objekt einnimmt, durchstrahlt, und Zuordnen des Zeitpunktes, an dem dieser Messwert akquiriert worden ist, zu der jeweiligen Gruppe,
- d) Ermitteln derjenigen Gruppen, deren im Schritt c) zugeordneten Zeitpunkte in periodischen, vorgegebenen Zeitbereichen (H_1) liegen,

- e) Rekonstruktion der Absorptionsverteilung im Objekt aus den Messwerten, die zu den im Schritt d) ermittelten Gruppen gehören.
9. Computerprogramm für eine Steuereinheit (7) zur Steuerung einer Strahlenquelle (S), einer Antriebsanordnung (2,5), einer Detektoreinheit (16), einer Bewegungserfassungseinrichtung (8) und mindestens einem Rekonstruktions- und Bildverarbeitungsrechner (10) eines Computertomographen, insbesondere zur Durchführung des Verfahrens nach Anspruch 1, gemäß folgendem Ablauf:
- Erzeugen eines kegelförmigen, einen Untersuchungsbereich (13) und ein sich periodisch bewegendes Objekt, das sich im Untersuchungsbereich (13) befindet, durchsetzenden Strahlenbündels (4) mit einer Strahlenquelle (S),
 - Erzeugen einer Relativbewegung zwischen der Strahlenquelle (S) einerseits und dem im Untersuchungsbereich (13) befindlichen Objekt andererseits, wobei eine Trajektorie, entlang der die Strahlenquelle relativ zum Objekt fortschreitet, auf einer imaginären, das Objekt umschließenden Zylinderoberfläche verläuft,
 - Akquisition von Messwerten, die von der Intensität in dem Strahlenbündel (4) jenseits des Objektes abhängen, mit einer Detektoreinheit (16), während der Relativbewegung,
 - Erfassen der periodischen Bewegung des Objektes während der Akquisition,
 - Rekonstruktion einer räumlichen Verteilung der Absorption des sich periodisch bewegendes Objektes aus den Messwerten mit Hilfe der erfassten periodischen Bewegung des Objektes mit den Schritten:
 - a) Ermitteln des Raumbereichs im Untersuchungsbereich (13), den das Objekt einnimmt,
 - b) Paralleles Umgruppieren der Messwerte zu einer Anzahl an Gruppen, wobei die den Messwerten jeder Gruppe entsprechenden Strahlen Strahlenfächer (41...45) bilden, die in zueinander und zur Rotationsachse parallelen Ebenen liegen,

- c) Ermitteln eines Messwertes für jede Gruppe, dessen Strahl den Raumbereich, den das Objekt einnimmt, durchstrahlt, und Zuordnen des Zeitpunktes, an dem dieser Messwert akquiriert worden ist, zu der jeweiligen Gruppe,
- d) Ermitteln derjenigen Gruppen, deren im Schritt c) zugeordneten Zeitpunkte in
5 periodischen, vorgegebenen Zeitbereichen (H_1) liegen,
- e) Rekonstruktion der Absorptionsverteilung im Objekt aus den Messwerten, die zu den im Schritt d) ermittelten Gruppen gehören.

ZUSAMMENFASSUNG

Computertomographie-Verfahren für ein sich periodisch bewegendes Objekt

- Die Erfindung betrifft ein Computertomographie-Verfahren, bei dem ein sich periodisch bewegendes Objekt, insbesondere ein Körperorgan, entlang einer Trajektorie, die auf einer
- 5 zylinderförmigen Oberfläche verläuft, von einem kegelförmigen Strahlenbündel durchstrahlt wird. Die durch das Objekt transmittierte Strahlung wird mittels einer Detektoreinheit gemessen, und gleichzeitig wird die periodische Bewegung des Objektes erfasst. Zur Rekonstruktion der Absorptionsverteilung des Objektes werden die Messwerte bzw. die entsprechenden Strahlen zu mehreren parallelen Projektionen umgruppiert, wobei für jede
- 10 dieser Projektionen ein Messwert ermittelt wird, dessen Strahl das Objekt durchstrahlt. Der Zeitpunkt, zu dem dieser Messwert akquiriert worden ist, wird der jeweiligen Projektion zugeordnet. Für die Rekonstruktion, die bspw. mit einer gefilterten Rückprojektion durchgeführt werden kann, werden nur Projektionen verwendet, deren zugeordnete Zeitpunkte in einem vorgegebenen, bestimmten Zeitbereich innerhalb einer Periode der
- 15 Objektbewegung liegen.

Fig.1

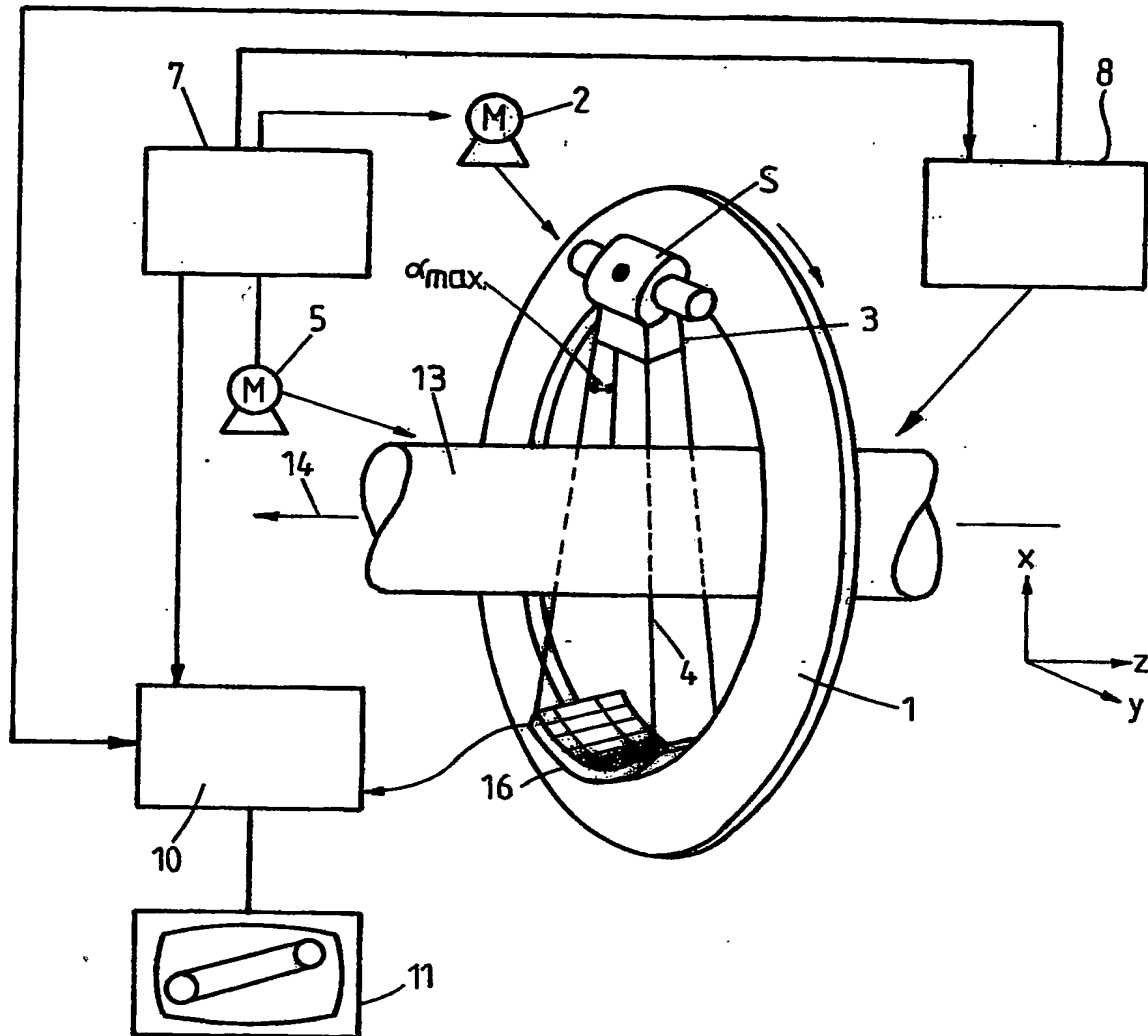


Fig.2

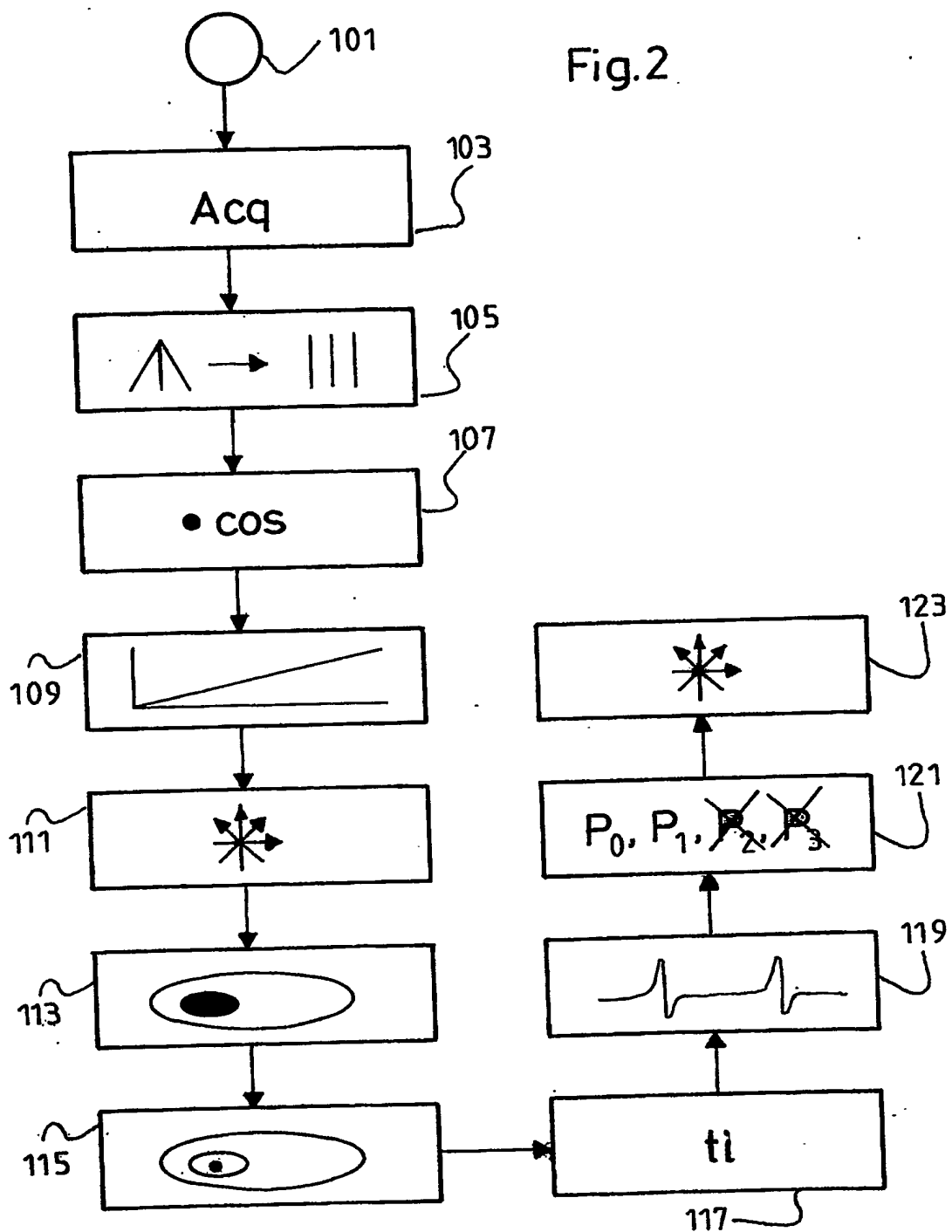


Fig.3

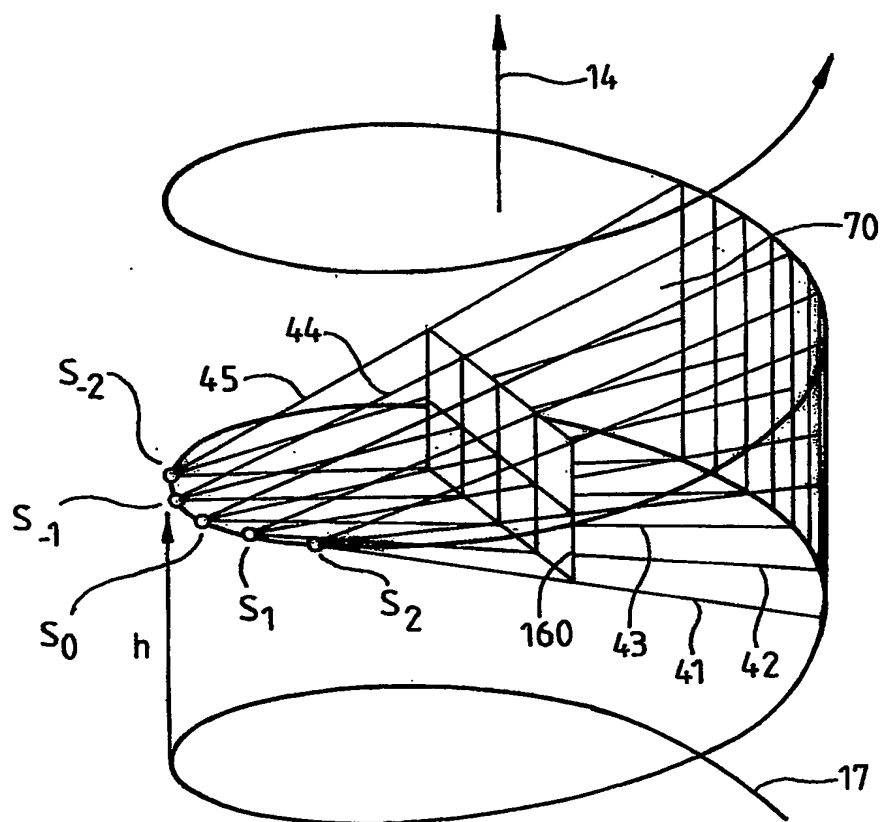


Fig.4

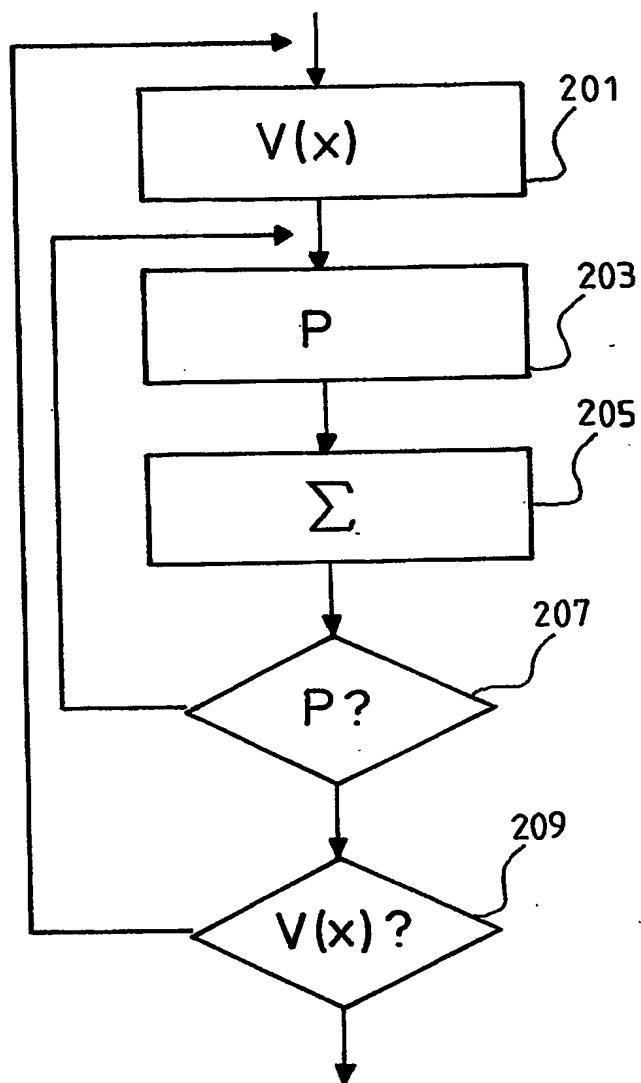


Fig.5

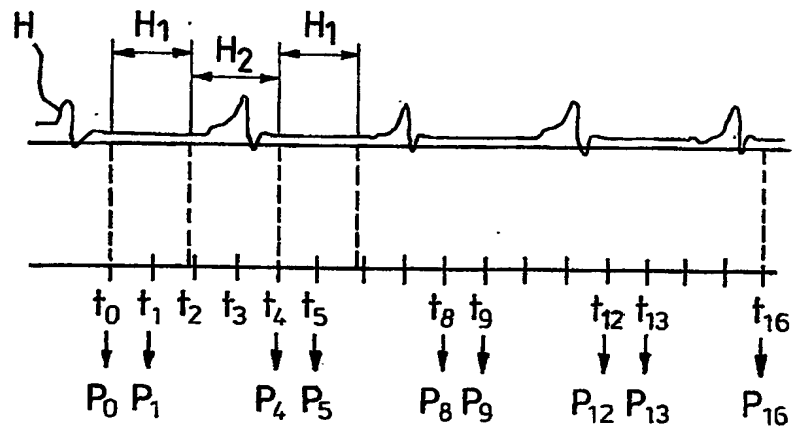


Fig.6

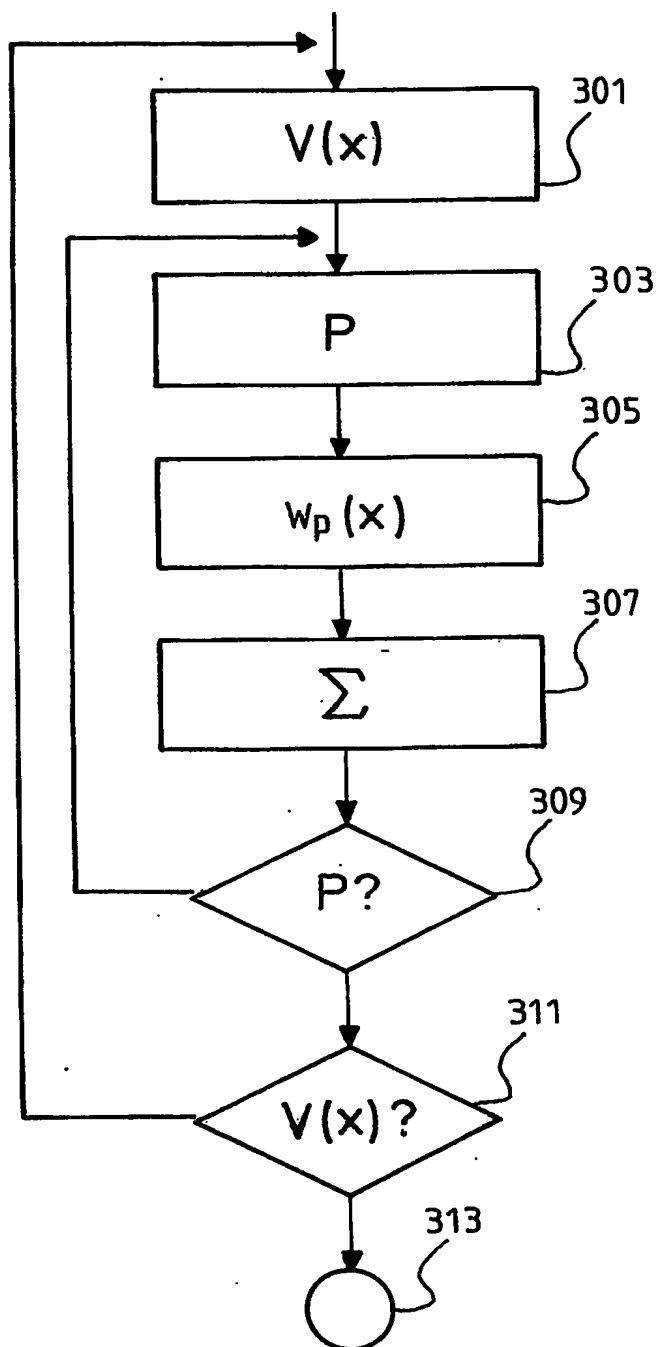


Fig.7

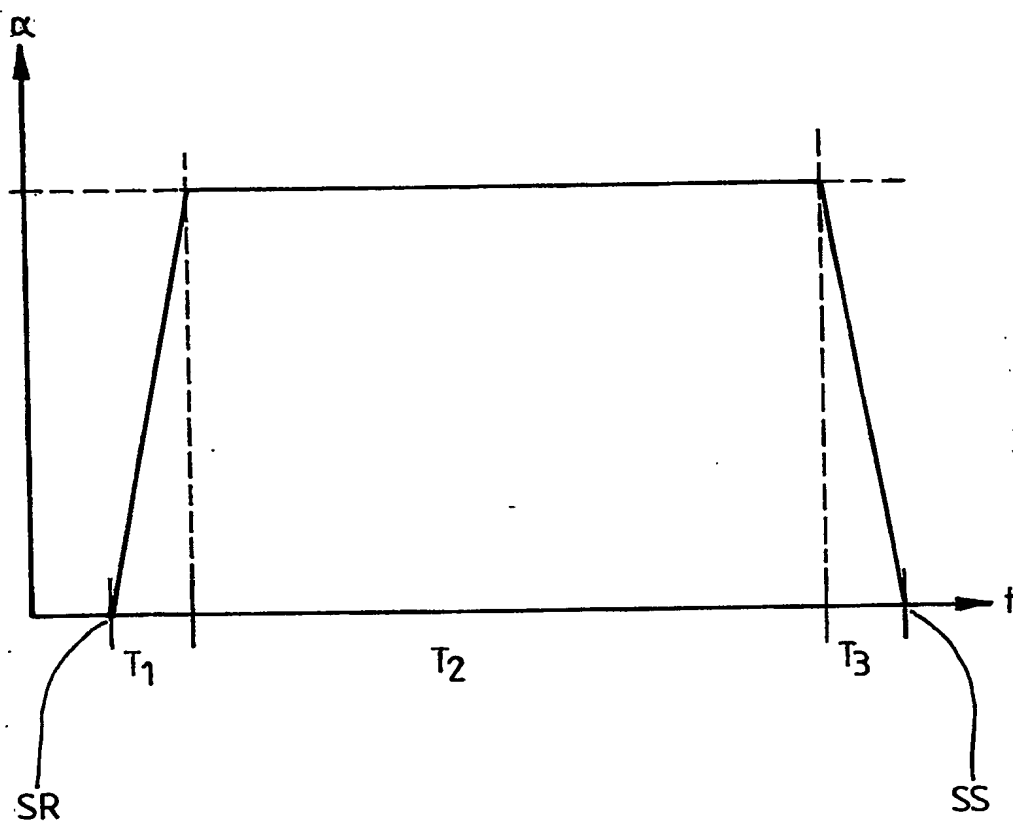
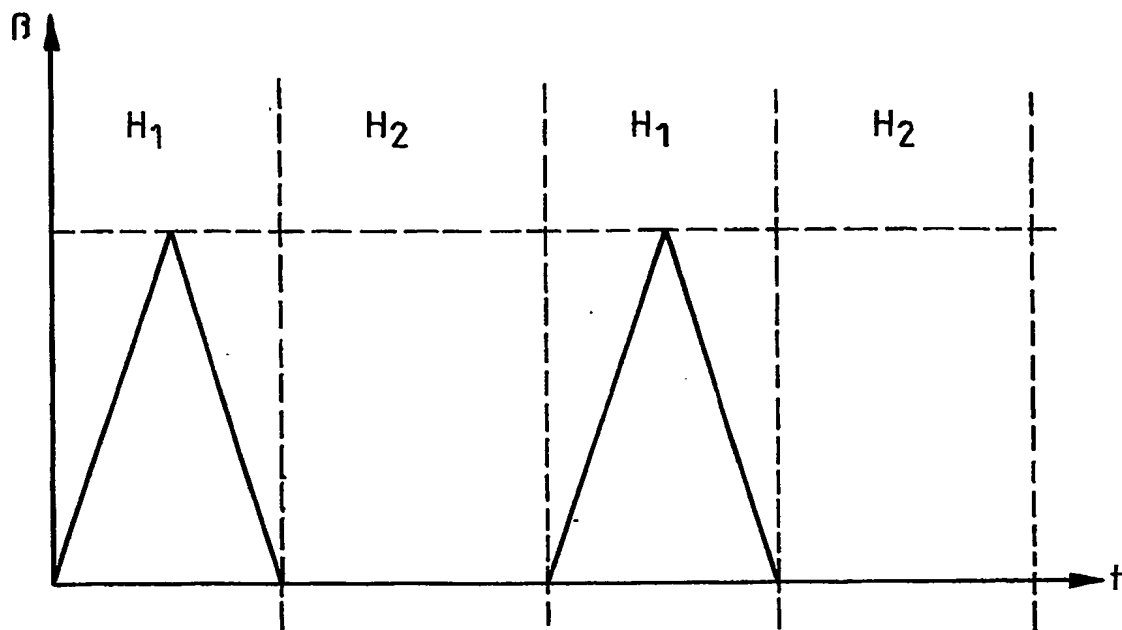


Fig.8



This Page is inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☒ BLACK BORDERS
- ☒ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☒ COLORED OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REPERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images
problems checked, please do not report the
problems to the IFW Image Problem Mailbox**